

**Klinisch-physiologische Untersuchungen
über die Brauchbarkeit von Elektroden für
elektrocardiographische Belastungs- und
Langzeituntersuchungen**

von
Manfred Gauer
aus
Berlin-Schmargendorf

Aus der Medizinischen Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. C. Korth

**Klinisch-physiologische Untersuchungen
über die Brauchbarkeit von Elektroden für
elektrocardiographische Belastungs- und
Langzeituntersuchungen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Manfred Gauer

aus

Berlin-Schmargendorf

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der
Universität Erlangen - Nürnberg.



Dekan: Prof. Dr. A. Kröncke

Referent: Prof. Dr. J. Schmidt

Coreferent: Prof. Dr. C. Korth

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Februar 1969

Inhaltsverzeichnis

Seite

Die üblichen Elektroden und ihre Eignung	2
Definition und Kriterien der klinischen Brauchbarkeit der Elektroden	6
Eigene Untersuchungen	8
A. Untersuchungsgrundlagen	8
B. Die Untersuchungen	10
I. Der Sitz der Elektroden im Hinblick auf ihre Haftfestigkeit	10
a) Meßwerte beim ruhenden Probanden	11
b) Meßwerte beim körperlich belasteten Probanden	12
II. Die Registriertreue der Elektroden	14
1. physiologisch-technische Untersuchungen	14
1) Der Widerstand der Haut	14
2) Der Widerstand der Elektroden	15
a) polarisierbare Elektroden	16
b) unpolarisierbare Elektroden	17
3) Der spezifische Widerstand der Pasten	17
4) Hautelektrodenübergangswiderstand unter verschiedenen Bedingungen	18
a) Ohne Vorbehandlung der Haut	18
b) Reinigung und Einmassieren von Cambridge-Paste	19
c) Größe der Elektrodenfläche	19
2. klinische Untersuchungen	20
a. Zur Methodik	20
b. Untersuchung bei:	23
1) Belastungsbedingungen	23
2) Langzeitbedingungen	25
3) Elektroden unter Wasser	26

	Seite
III. Störanfälligkeit der Elektroden	27
a. mechanische	27
b. elektrische	30
IV. Das Ableitungsprogramm an den typischen Ableitungsstellen bei	32
a. Belastung auf dem Fahrradergometer	32
b. Langzeit-EKG	32
c. Unterwasserversuche	33
V. Hautverträglichkeit der angewandten Materialien	33
a. der Pasten	34
b. der Klebepflaster	35
Zusammenfassung	36
Literatur	
Legenden und Abbildungen	

Klinisch-physiologische Untersuchungen über die
Brauchbarkeit von Elektroden für Belastungs- und
Langzeituntersuchungen des Herzens.

Das Problem kardiologischer Untersuchungen liegt heute weniger in der Apparatur der jeweiligen Untersuchungsmethoden, als vielmehr in den Rezeptoren. Mit diesem lapidaren Satz soll auch die technische Entwicklung der Elektrokardiographie angesprochen werden: während die elektrokardiographische Apparatur eine entscheidende Weiterentwicklung erfahren hat, so daß der Kliniker jetzt leistungsfähige handliche Apparaturen zur Verfügung hat, die ihm das Ergebnis "sofort" erbringen (Direktschreiber), sind die Elektroden (und ihre Anbringung) für die Langzeitüberwachung und insbesondere für das EKG während körperlicher Belastung ein leidiges Problem geblieben. Immerhin ist eine Einigung über ihre Platzierung in einem "Standardprogramm" erzielt worden, eine Einigung, die das gegenseitige Verständnis erleichtert und entscheidend zum Fortschritt der klinischen Elektrokardiographie beigetragen hat. Diese Entwicklung scheint noch nicht abgeschlossen zu sein; sie hat durch die Reduzierung auf das "orthogonale Ableitungssystem" neue Impulse erhalten.

Demgegenüber ist die Beschäftigung mit den technischen Voraussetzungen für das Gelingen einer brauchbaren Kurve, mit der physikalisch-chemischen Eignung der Elektroden und ihrer störfreien Befestigung am Körper, nur langsam vorangekommen. Das zeigt bereits die verhältnismäßig spärliche Literatur, die sich diesem Gegenstand widmet, im Vergleich zu der umfangreichen Literatur, die es über die Platzierung von Elektroden am Körper zur Registrierung des EKG gibt. Unter den bescheidenen Versuchen zur Anbringung der Elektroden brachten eigentlich nur die leicht platzierbaren Saugelektroden einen gewissen Fortschritt. Ent-

scheidend hat erst die Raumfahrt das Interesse an den Rezeptoren und damit auch an den EKG-Elektroden geweckt.

In der Klinik ist die Frage nach geeigneten Elektroden durch zwei Untersuchungsarten mit Hilfe des EKG dringlich geworden: die Untersuchung während der körperlichen Belastung und die Langzeituntersuchungen, wie sie etwa die "Überwachung des Herzens" erforderlich macht. Zu diesen Zwecken ist an der elektrokardiographischen Apparatur nicht mehr viel zu verbessern, aber aktuell stellt sich die Frage nach geeigneten Elektroden.

Wenngleich der Kliniker wenig geneigt ist, technische Grundlagenforschung zu betreiben, so steht er doch täglich mit zunehmender Ungeduld vor der gleichen ungelösten Frage nach der Tauglichkeit der Rezeptoren, bis er sich eines Tages entschließt, selbst einen Beitrag zur Lösung zu versuchen. Die ärgerliche Ungeduld ist indessen nicht immer eine geeignete Motivation, die richtigen Kräfte zu entfalten, zumal wenn das "Handwerkszeug" fehlt: und so war der eigentliche Anstoß, sich mit den Elektroden zu beschäftigen, die großzügige Hilfestellung eines medizinischen Elektro-Industrieunternehmens, das die geplanten Untersuchungen möglich machte. Diesem Unternehmen spricht der Verfasser seinen Dank aus, insbesondere den Herren Dr. KRESSE und HOHMANN der Siemens-AG Wernerwerk für Medizinische Technik Erlangen.

Bevor die eigenen Untersuchungen zur Sprache kommen, soll kurz über die üblichen Elektroden und ihre Eignung berichtet werden (1.), sodann die klinische Brauchbarkeit der Elektroden definiert und die Kriterien der Brauchbarkeit ermittelt werden.

Die üblichen Elektroden und ihre Eignung

Elektroden gehören zu den Biorezeptoren und sind elektrische Leiter, die mit Hilfe von Elektrolyten einen Kontakt von anderen elektrischen Leitern (z. B. von der Haut), zu

einem Meßgerät (z. B. dem Elektrokardiographen) zustande bringen. Zur Herstellung von Elektroden werden, um Polarisationerscheinungen zu vermeiden, ganz bestimmte Materialien wie Silber, Gold, Platin oder Legierungen (meist Silber/Silberchlorid) benutzt. Die gebräuchlichsten Elektroden für Extremitäten- und Brustwandableitungen des EKG sind bis heute Metallelektroden mit einer Steckmuffe zum Einstöpseln des Kabelsteckers; für die Extremitätenableitungen werden Elektroden in Form rechteckiger ($3,8 \times 5,5 \text{ cm} = 21 \text{ cm}^2$ groß), für die Brustwandableitungen in Form runder ($2,3 \text{ cm}$ im Durchmesser = $4,15 \text{ cm}^2$ groß), etwa $1,5 \text{ mm}$ starker Metallplatten verwandt. Um einen besseren Kontakt zur Haut herzustellen, wird den Elektroden ein mit Wasser oder mit einer besonderen Elektrolytlösung getränktes Lappchen unterlegt; die Flüssigkeit trägt überdies dazu bei, die obere Hautschicht aufzuweichen; diese Schicht nämlich ist hauptsächlich für einen hohen Haut-Elektroden-Übergangswiderstand und damit für "schlechte Kurven" verantwortlich. Befestigt werden die Elektroden sowohl an den Unterschenkeln und den Unterarmen als auch an der Brust mit Gummibändern (neuerdings an den Extremitäten auch mit großen bügelartigen Klammern). Von einem ruhenden Patienten lassen sich auf diese Weise der Rezeptorenapplikation zu meist gute Kurven erzielen; eine besondere Reinigung der Haut erübrigt sich gewöhnlich, da die Größe der Elektrodenflächen und die Überwindung des Hautwiderstandes mit Hilfe der Flüssigkeit einen ausreichenden Kontakt zwischen dem Körper, in dem die Potentialdifferenzen der Herzmuskelaktionen entstehen, und dem Registriergerät herstellen.

Anders aber verhält es sich unter den Bedingungen der körperlichen Belastung und bei Langzeituntersuchungen. Während der Arbeit sind die Elektroden nicht allein ständig wechselndem Druck ausgesetzt, es ändert sich auch das Milieu an der Kontaktstelle, z. B. durch starke Schweißsekretion; vor allem aber registrieren die Elektroden Po-

tentialdifferenzen mit, die nicht vom Herzmuskel stammen (z. B. Myogramme der Skelettmuskulatur) und das Formbild des EKG bis zur Unansehnlichkeit verzerren können. Auch bei Langzeituntersuchungen sind Zug und Druck nicht immer zu vermeiden und die Kontaktfeuchtigkeit ändert sich mit der Zeit erheblich. Auf diese Weise können falsch interpretierbare Informationen geliefert werden, die sich mitunter bei der Überwachung verhängnisvoll auswirken.

Für Belastungs- und Langzeituntersuchungen sind die üblichen Elektroden kaum geeignet:

- 1) wegen ihrer unhandlichen Größe,
- 2) vor allem aber, weil die Elektrodenflüssigkeit verhältnismäßig schnell austrocknet und deshalb immer wieder ergänzt werden müßte;
- 3) an den Unterarmen und Unterschenkeln angebrachte Elektroden schränken die Bewegungsfreiheit des zu Untersuchenden bei der Aufzeichnung des EKG während der Belastung (z. B. auf dem Fahrradergometer) durch die vielen herumhängenden Kabel erheblich ein;
- 4) bei stärkeren Atemexkursionen kommt es in den Kurven der Brustwandableitungen leicht zu Nullinienschwankungen;
- 5) auch wenn das Gummiband zu locker gespannt ist, können plötzliche Schwankungen der Nulllinie oder "Nullinien-sprünge" in einigen oder in allen Brustwandableitungen auftreten;
- 6) besonders unangenehm macht sich ein Muskelzittern bemerkbar, da die Elektroden in der Nähe von großen, aktiven Muskelgruppen plaziert sind.

Aus allen diesen Gründen sind die üblichen Elektroden für Belastungs- und Langzeituntersuchungen nicht geeignet.

Entschieden besser und handlicher sind für diese Untersuchungszwecke die runden Saugelektroden, die es in verschiedener Ausführung gibt: Der Gummiball, mit dessen Hilfe der zur Haftung nötige Unterdruck erzeugt wird,

ist über einen Schlauch oder direkt an der Elektrode befestigt (SCHWARZERSche Saugelektroden). Als Kontaktmittel zur Haut werden runde, mit "Elektrodenflüssigkeit" getränkte Lappchen oder Filterpapiere oder einfach Elektrodenpasten verwendet. Der Vorteil dieser Elektroden ist ihre leichte Plazierbarkeit; ihr Nachteil während der Belastungsprüfungen aber ist, daß sie leicht abfallen, an stärker behaarten Hautstellen gar nicht halten und deshalb mit Leukoplast eigens befestigt werden müssen. Bei der Belastung lösen sie sich leicht, schon durch ihr relativ großes Gewicht, oder sie können Artefakte hervorrufen, wie ein "Nulllinienwandern", das durch die ständig sich ändernde Zugbelastung der Hautstelle entsteht, an der die Elektroden sitzen. Für Langzeituntersuchungen schließlich sind die Saugelektroden wegen ihrer Größe ungeeignet; der Patient wird allzusehr behindert.

Um diesen Schwierigkeiten aus dem Wege zu gehen, registrieren viele Untersucher möglichst unmittelbar nach der Belastung. Hierzu wurden spezielle Elektroden konstruiert, die schnell angebracht werden können, damit bereits Sekunden nach Ende der körperlichen Belastung das EKG geschrieben werden kann: HUMMER und Mitarbeiter beschrieben kürzlich Klappelektroden, bestehend aus einem Elektrodensteg mit zwei Elektrodenhaltern aus Plastik und je einem Elektrodenblech. Der Haltesteg ist so breit wie das Untersuchungsbett; durch einen beschwerten Fallbügel werden die Extremitäten fest an die Elektrode gepreßt, so daß ein guter Kontakt gegeben ist; der Kontakt zur Haut wird durch physiologische Kochsalzlösung oder durch Elektrodenpaste verbessert.

KERESZTY arbeitet mit vier stationären Elektroden, jeweils 12 x 5 cm groß, auf 4 halbmondförmig ausgehöhlten Holzklötzen von der Größe 14 x 6 x 5 cm, zwischen Elektroden und Haut legt er feuchte Lappchen; der Zeitbedarf vom Ende der körperlichen Übung bis zur Registrierung be-

trägt nur noch etwa 3 bis 4 sec. Hierdurch gelingt es, die "Umschaltphase" von der Belastung zur Ruhe sichtbar werden zu lassen, in der es oft zu Veränderungen des Kurvenbildes kommt; 10 bis 20 Sekunden nach der Belastung sind nämlich die Verhältnisse oft schon wieder normal.

Eine wiederum andere Elektrodenart wird von HERRMANN empfohlen; es handelt sich um eine Federelektrode, ähnlich einer Autobatterieklammer, jedoch mit weicherer Feder, die (mit Elektrodenpaste in ihren Klauen) wegen ihrer kleinen Zähne an unempfindlichen Körperstellen, wie z. B. distal des Olecranon ulnae und unterhalb der Patella, angebracht wird; sie eignet sich ebenfalls für besonders rasche Applikationen.-Es liegt jedoch in der Natur aller dieser Elektroden, nicht für Registrierung während der Belastung und ebenfalls nicht für Langzeituntersuchungen geeignet zu sein.

Definition und Kriterien der klinischen Brauchbarkeit von Elektroden

Für technische Belange kann diese "Brauchbarkeit" auf die Formel gebracht werden:

$$\frac{\text{Signalergiebigkeit}}{\text{Störbarkeit}}$$

das heißt, die Brauchbarkeit steigt mit dem Verhältnis von Signalergiebigkeit zu Störbarkeit.

Eine Elektrode ist brauchbar, wenn ein geeignetes, gut leitendes Elektrodenmaterial in ausreichender Größe benutzt wird, wenn die bioelektrischen Signale in genügender Stärke aufgenommen werden können, wenn sie weder verzerrt noch mechanisch oder elektrisch gestört werden, wenn keine Polarisationserscheinungen auftreten, und wenn schließlich die Messungen einwandfrei reproduzierbar sind.

Das Elektrodenmaterial muß einerseits gegenüber chemischen Gewebseinflüssen unempfindlich sein, es darf aber andererseits keine Störungen oder Beeinflussung des Gewebsstoff-

wechsels bewirken und es muß einen unveränderlichen Kontakt auch über einen längeren Zeitraum garantieren. Das wiederum wird durch möglichst geringe Größe und geringes Gewicht erreicht, damit die befestigte Elektrode bei Bewegungen des Patienten nicht verrutschen kann. Ihre Form soll so beschaffen sein, daß sie am Patienten sicher und dauerhaft befestigt werden kann und dennoch seine Bewegungsfreiheit nicht einschränkt. Die Befestigung sollte unter geringem Zeitaufwand auf einfache Weise möglich sein, und es sollte keiner längeren Vorbereitungen bedürfen, um den Kontakt zum Körper des Patienten herzustellen. Das Elektrodenmaterial muß sich leicht reinigen lassen. Schließlich dürfen wirtschaftliche Gesichtspunkte nicht ganz unberücksichtigt bleiben: die leichte Herstellung, die geringen Kosten und die lange Lebensdauer der Elektroden.

Die genannten Forderungen sind an eine brauchbare Elektrode zu stellen. Die Anforderungen an eine Einmal-Elektrode sind insofern etwas andere, als sich die Reinigung erübrigt, und die Material- und Herstellungskosten besonders gering sind.

Eigene Untersuchungen

Wenn Brauchbarkeit einer Elektrode als das Verhältnis von Signalergiebigkeit zu Störbarkeit definiert wird, dann stellt sich die Aufgabe, folgendes zu untersuchen: den Sitz der Elektrode im Hinblick auf ihre Haftfestigkeit (I.), die Registriertreue (II.) und die Störanfälligkeit (III.) der Elektroden, auch bezüglich der Ableitungsstelle des üblichen Ableitungsprogramms, und zwar bei Belastung, während langer Zeit (bis zu 4 Stunden) und im Wasser (IV.) und die Hautverträglichkeit des angewandten Rezeptorenmaterials (V.).

A. Untersuchungsgrundlagen:

Die angewandten Elektroden und ihre Befestigungsmöglichkeit.

Für die Versuche standen Elektroden folgender Firmen zur Verfügung: Schwarzer, Telemedics, Melpar, Siemens (Labormuster!), Avionic und Honeywell.

Elektrode	Durchmesser d. wirk-samen Elektrodenfläche in mm	Außendurchmesser in mm	Besonderheiten	Polarisierbarkeit
Schwarzer	29	40	Saugelektrode	polarisierbar
Telemedics	16	38	Einmalelektrode, selbstklebend	polarisierbar
Melpar	16	35	Drahtnetz (2,5 mm Maschenweite) Elektrode wird von hinten gefüllt. Gummi.	unpolarisierbar
Siemens	6	14	Oberfläche chloriert; (Labormuster)	unpolarisierbar
Avionic	5,8	12,3	Oberfläche chloriert	unpolarisierbar
Honeywell	3,4	10	feinmaschiges Drahtnetz; Weichplastik	polarisierbar

Als Elektrodenpasten wurden verwandt: Contactine (Siemens) P_H5, Cambridge-Paste P_H6, Redux-Creme (Sanborn) P_H7,5, Redux-Paste (Sanborn) P_H9. Auf Grund ihres günstigen spezifischen Widerstandes wurde nach einigen Versuchen zumeist die Cambridge-Paste oder wegen ihrer besonders guten Hautverträglichkeit die Redux-Creme (Sanborn) verwandt.

Zum Befestigen der Elektroden an der Haut eigneten sich doppelt klebende Plastikstreifen von der Größe 2,5 x 2,5 cm, in die in der Mitte mit einer Knipszange ein Loch von 5 mm im Durchmesser gestanzt wurde; zusätzlich wurden Leukoplaststreifen verwandt (das luftdurchlässige Leukoplast, nicht das wasserdichte, da dieses beim Schwitzen zu leicht abgeht). Die Melpar-Elektrode wurde mit Davol-Surgical Applicance Zement (Fa. Davol Rubber und Comp., Providence, r. i. USA), einem gummilösungsähnlichen Klebstoff, befestigt. Die Telemedics-Elektroden sind selbstklebende sogenannte "Einmalelektroden".

Als Elektrokardiograph diente ein Sechs-Kanal-Direkt-schreiber (Cardirex, Siemens).

Die Belastungsversuche sind auf einem Fahrradergometer vorgenommen worden. Es wurden jeweils die Ableitungen I, II, III, aVR, aVL und aVF mit allen genannten Elektroden in Ruhe, bei Belastung und im Langzeitversuch geschrieben, zudem die Brustwandableitungen V₁ bis V₆ in Ruhe und bei Belastung (Fahrradergometer) mit Elektroden der Firma Siemens und Schwarzer.

Die Brustwandelektroden waren immer an den üblichen Ableitungsstellen platziert, die vier Extremitätenelektroden aber sind zur Verminderung von "Muskelzittern" auf den Rumpf verlegt worden, und zwar in folgender Weise: die beiden Armelektroden (rot und gelb) entweder auf die beiden Proc. acromiales oder rechts und links (in der Medio-clavicularlinie) in die Fossa infraclavicularis dicht unter das Schlüsselbein, die Erdungs-Elektrode (schwarz)

auf den Schnittpunkt der rechten Mammillarlinie mit dem Rippenbogen, die linke Beinelektrode (grün) zwischen die linke Spina iliaca anterior superior und den linken Rippenbogen, etwa 1 Querfinger lateral von der linken Medioclavicularlinie. Zum Vergleich wurden bei ruhenden Untersuchten konventionelle EKG mit den üblichen Platten-elektroden an Unterarm und Unterschenkeln und mit den herkömmlichen runden Platten-Brustwandelektroden (mit Gummibändern befestigt) geschrieben. Das Kurvenbild der vom Rumpf abgeleiteten EKG war im Vergleich zu dem in üblicher Weise abgeleiteten EKG rechtstypischer, zeigte aber sonst keine wesentlichen Veränderungen.

Werden an denselben Ableitungsstellen anstatt der Platten-elektroden Klebeelektroden angebracht, dann sind die Ausschläge zunächst um 0,1 - 0,3 mV geringer. Das könnte seinen Grund einmal darin haben, daß die Paste der Klebeelektroden einige Zeit benötigt, um in die Haut einzudringen und den Hautelektrodenübergangswiderstand zu senken, zum anderen wäre es denkbar, daß die Eingangsschaltung des EKG-Gerätes nicht optimal auf die Elektrode bzw. ihr Widerstandsverhalten abgestimmt war.

B. Die Untersuchungen

I. Der Sitz der Elektroden im Hinblick auf ihre Haftfestigkeit

Die unerläßliche Voraussetzung für ein störungsfreies Kurvenbild ist ein fester Sitz der Elektroden auf der Haut. Die feste Plazierung der Elektroden hängt von verschiedenen Faktoren ab: von der Größe der Elektrode, dem Aufklebverfahren, dem verwendeten Klebemittel, der Körperstelle, auf die die Elektrode geklebt wird, von der Sauberkeit der Kontaktflächen, vom Zustand der Haut des Untersuchten und ihrer Feuchtigkeit.

Methode: Um die Haftfähigkeit von Elektroden, die mit Doppelklebeband (2,5 x 2,5 cm) befestigt worden sind, zu prüfen, wurde mit Hilfe einer Federwaage am Elektrodenkabel ein Zug bis zu jener Stärke ausgeübt, die zur Lösung der Elektroden von der Haut führten. Die Richtung des Zuges wurde erstens in Richtung des Kabels gelegt, das heißt, sie erfolgte nach der Seite hin, da bei den meisten Elektroden das Kabel seitlich an der Elektrode sitzt; zweitens war der Zug senkrecht zur Hautoberfläche gerichtet. Es versteht sich von selbst, daß sich die Elektroden bei dem Zug senkrecht zur Hautoberfläche leichter lösen, da hierbei an der Elektrode infolge des seitlich von ihr abgehenden Kabels eine Hebelwirkung einsetzt.

Die Meßwerte sind Mittelwerte und wurden für den ruhenden (a.) und den körperlich belasteten (b.) Patienten ermittelt.

a) Meßwerte bei ruhenden Probanden:

Die einzelnen Elektroden lösten sich beim ruhenden Patienten bei folgender Zugkraft: die Siemens-Elektrode bei einem Zug in Kabelrichtung von 450 g, bei einem Zug senkrecht nach oben von 300 g; die Avionic-Elektrode bei einem Zug in Kabelrichtung von 375 g, bei einem Zug senkrecht nach oben von 235 g; die Honeywell-Elektrode bei einem Zug in Kabelrichtung von 120 g, bei einem Zug senkrecht nach oben von 40 g; die Telemedics-Elektrode bei einem Zug in Kabelrichtung von 490 g, bei einem Zug senkrecht nach oben von 380 g (selbstklebende Elektrode); die Melpar-Elektrode bei einem Zug in Kabelrichtung von über 500 g, bei einem Zug senkrecht nach oben von 200 g (gummilösungsähnlicher Klebstoff).

Die Meßergebnisse zeigen zweifelsfrei, daß die Haftfestigkeit von der Größe der Auflagefläche der Elektroden abhängt: Die Siemenselektrode beispielsweise haftet, da sie größer ist, viel fester als die kleinere Honeywellelek-

trode. (Außer der Telemedics-Einmal- und der Melpar-Elektrode waren alle Klebeelektroden mit demselben Klebeband befestigt worden).

Auffällig war bei diesen Versuchen, daß bei den mittels doppelt klebendem Klebband befestigten Elektroden (Avionic, Siemens und Honeywell) in Ruhe beim Abreißen der Elektrode immer die Elektrode vom Klebeband abriß und dieses an der Haut festblieb; die Adhäsion von Klebeband zu Haut war also immer größer als die vom Klebeband zur Elektrode.

b) Meßwerte bei körperlich belasteten Probanden:

Bereits bei leichtem Schwitzen löste sich z. B. die Siemens-Elektrode, die von allen Elektroden mit doppelt klebendem Band den breitesten Kleberand hat, während des Zuges in Kabelrichtung schon bei 200 g, während des Zuges senkrecht nach oben bei 175 g, also schon während eines halb so starken Zuges, wobei immer das Klebeband von der Haut abging und an der Elektrode haften blieb, ein Zeichen dafür, daß infolge der Schweißsekretion die Adhäsion zwischen Klebeband und der Haut deutlich kleiner als die zwischen Klebeband und Elektrode geworden war. Bei starkem Schwitzen ging die Verminderung der Haftfestigkeit soweit, daß manche Elektroden nur noch mit wenigen Gramm Haftfestigung an der Haut hingen und kein ausreichender Kontakt mehr vorhanden war; das machte sich vor allem in den Brustwandableitungen sofort in Wechselstromstörungen (korrekt: Wechselspannungsstörungen) und Nulllinienschwankungen bemerkbar, denn an der Brustwand war die Schweißsekretion besonders stark.

Die Haftfestigkeit ändert sich eindeutig mit der Körperstelle und ihrer Neigung zum Schwitzen; so blieben die auf den Proc. acromiales angebrachten Elektroden länger auf der Haut als die auf der vorderen Brustwand befestigten. Wurde vor Anbringung der Elektroden keine Paste in

die Haut einmassiert, so saßen die Elektroden ein wenig fester. Auch eine stärkere Behaarung macht einen festen Sitz der Elektroden unmöglich; daher ist eine Rasur unerläßlich. Auf älterer und trockener Haut finden sich zahlreiche abgeschilferte Epithelien, die vorher entfernt werden müßten, da auf ihnen, ähnlich wie auf Puder, die Klebestreifen nicht halten oder schon bei leichten Bewegungen abgehen.

Alle diese Faktoren, die sich bereits bei ruhendem Untersuchten auswirken, bekommen noch größere Bedeutung bei körperlicher Belastung, d. h. bei Bewegung des Untersuchten. Hierbei hat die Lokalisation der Elektrode am Körper den größten Einfluß: es müssen Stellen gewählt werden, die der Untersuchte möglichst wenig bewegt, und an denen sich keine Hautfalten unter der Elektrode bilden können. Eine größere Elektrode, wie z. B. die Melpar-Elektrode, ist immer gefährdeter als eine kleine, weil sich die faltenbildende Haut unter ihr ablöst, während eine kleinere Elektrode infolge ihrer kleinen Fläche die Bewegungen der Hautfalte mitmachen kann. Die Telemedics-Elektrode hält zwar auf glatten Hautstellen gut, löst sich aber infolge ihrer großen Fläche über bewegter Haut oder sie legt sich selbst in Falten und das eigentliche Elektrodenpolster kann sich dann von der Haut abheben, was besonders leicht in der Gegend zwischen Rippenbogen und Beckenkamm geschieht, wenn der Untersuchte sich bückt und sich infolgedessen in dieser Gegend Falten bilden. Deshalb sind sowohl bei den Belastungs-, wie auch bei den Langzeitversuchen die Elektroden vorsorglich gesichert worden: bei sehr hautempfindlichen Personen hat sich Leukoflex und noch besser Leukovlies, ein besonderes gut hautverträglicher luftdurchlässiger Klebestreifen der Fa. Beiersdorf, bewährt; bei schwitzenden Personen haben sich luftundurchlässige Klebestreifen, wie schon zu vermuten war, als nicht so gut haftend erwiesen.

Der Einfluß auf den Kurvenzug durch die Kabel, die besonders stark bei Bewegungen mit ihrem Gewicht an den Elektroden ziehen und zerren und sie auf diese Weise lockern, ließ sich ausschalten, wenn die Kabel etwa 5 cm oder 10 - 15 cm von den Elektroden entfernt, mit kurzen Klebestreifen auf der Haut befestigt wurden. Bei dieser zusätzlichen Fixierung hielten vor allem die kleineren Elektroden auch bei Belastung gut und über längere Zeit, während die große Melpar-Elektrode sich an bewegten Körperstellen (seitliche Bauchfalte!) gewöhnlich trotzdem lockerte.

Das Problem des sicheren Anklebens der Elektrode hat bereits andere Untersucher beschäftigt (ROW LEY und Mitarbeiter, ISRAEL und Mitarbeiter), ohne daß grundsätzliche Verbesserungen gefunden worden wären.

II. Die Registriertreue der Elektroden

1. Physiologisch-technische Untersuchungen

Die Registriertreue wird einer Elektrode zuerkannt, die (mit ihren Medien) das Kurvenbild nicht verzerrt und die Zackengröße nicht verändert. Die Vorbedingungen zu diesem Wohlverhalten sind ein niedriger, gleichbleibender oder sich nur in bestimmten Grenzen ändernder Haut-Elektroden-Übergangswiderstand und eine feste Platzierung der Elektroden. Folgende Faktoren sind für den Haut-Elektroden-Übergangswiderstand (HEÜW) verantwortlich: der Widerstand der Haut (a), der Widerstand der Elektroden (b), die Elektrodenpaste (c), die Vorbehandlung der Haut (d).

1) Der Widerstand der Haut

Er setzt sich zusammen aus einer OHM'schen Komponente und einer kapazitiven Komponente, da das Körpergewebe wie ein Kondensator wirkt (die beiden Platten = Hautoberfläche

und das gut leitende Körperinnere, dazwischen das Dielektricum = schlecht leitende Schichten der Haut). Der reine Hautwiderstand kann zwischen 500 und 2 000 Ohm für eine bestimmte Flächengröße schwanken; er ist bei den einzelnen Untersuchten verschieden; er ändert sich mit der Durchblutung der Haut, mit der Schweißsekretion und dem Alter; er kann bei Untersuchten mit Ekzemneigung oder mit anderen Hautveränderungen sehr hoch sein (LEMMERZ und SCHMIDT); bei Frauen ist der Hautwiderstand größer als bei Männern, bei alten Leuten größer als bei jungen. Zudem ist die Leitungsfähigkeit der Haut täglichen Schwankungen unterworfen: sie ist im Schlafen gering, steigt beim Erwachen an, erreicht am Mittag ihre größten Werte und sinkt am Abend wieder ab (von DIERINGSHOFEN und OSYPKA 1964).

2) Der Widerstand der Elektroden

Er ist abhängig vom Material, von der Flächengröße und von der Beschaffenheit der Elektrode.

Polarisierbare Elektroden, wie die reinen Silber- oder Platin-Elektroden, wirken in Verbindung mit Elektrolyten (= Elektrodenpaste) infolge der elektrochemischen Veränderungen der Elektrodenoberfläche (= Polarisierung!) wie ein Element: es entsteht eine sogenannte Polarisierungsspannung, die einer außen an die Elektrode angelegten Spannung (= beim EKG den Potentialdifferenzen vom Herzen) entgegengesetzt ist; das kommt praktisch einer Erhöhung des Widerstandes der Elektroden gleich. Die Polarisierung, die sich im EKG besonders in allmählichen, bisweilen auch plötzlichen Änderungen der Nulllinien äußern kann, wurde bei verschiedenen, polarisierbaren und nicht polarisierbaren Elektroden gemessen. Als Maß für die Polarisierung wurde das Gleichspannungspotential ermittelt.

Je geringer die Polarisierbarkeit der Elektroden ist, desto geringer ist auch das Gleichspannungspotential.

Bei unpolarisierbaren Elektroden, z. B. bei Silber-Silberchloridelektroden = Ag-Ag-Cl-Elektroden (das sind Elektroden, bei denen durch Elektrolyse auf der Oberfläche eine dünne Silberchloridschicht erzeugt wird), tritt während des Stromflusses so gut wie keine elektro-chemische Veränderung der Elektrodenoberfläche auf. Es bildet sich also praktisch keine Polarisationsspannung aus und damit auch kein größeres Gleichspannungspotential. Liegt an solchen unpolarisierbaren Ag-Ag-Cl-Elektroden eine kleine äußere Spannung (wie z. B. das "Herzpotential"), so wird an der negativen Elektrode AgCl zu Ag reduziert, während an der positiven Elektrode Ag zu AgCl oxydiert wird.

Vorversuche, die zusammen mit Angehörigen der Siemens AG WW-Med. Erlangen in der Bettenstation der Medizinischen Universitäts-Poliklinik (Waldkrankenhaus Erlangen) durchgeführt worden waren, hatten folgende Ergebnisse:

a) Bei polarisierbaren Elektroden (Silber-Elektroden) zeigten fast alle Messungen des Gleichspannungspotentials, das als Maß für die Polarisierbarkeit der Elektroden ermittelt wurde, andere Werte. Es betrug etwa 120 mV bei Elektroden, die nicht aus reinem Silber sind sondern ein Gemisch (z. B. Honeywell-Elektrode); bei reinen Silber-elektroden etwa 200 mV.

Bei der reinen Silberelektrode (= polarisierbare Elektrode) ist das Gleichspannungspotential anfangs groß und ändert sich nach einiger Zeit auch stärker, während es bei der Melpar- und Honeywell-Elektrode (= kein reines Silber) deutlicher niedriger ist und nahezu konstant bleibt.

Da reines Silber besonders leicht elektro-chemisch verändert wird, machen sich die Spannungsschwankungen besonders stark bemerkbar. Deswegen wird empfohlen, keine rei-

nen Silberelektroden zu verwenden. Am besten eignen sich Elektroden aus 70 % AgCl und 30 % Ag, um ein möglichst geringes Gleichspannungspotential und einen niederen Elektrodenwiderstand zu erhalten (v. DIRINGSHOFEN, OSYPKA 1964).

b) Bei den unpolarisierbaren Elektroden (Ag/AgCl , z. B. Siemenselektrode) war, im Gegensatz zu den polarisierbaren, bei allen Messungen das Gleichspannungspotential kleiner als 20 mV und relativ konstant. Daher sind, jedenfalls was diese elektro-technischen Meßergebnisse betrifft, die unpolarisierbaren Elektroden den polarisierbaren deutlich überlegen.

Bei einem Strom von 10^{-9} A (Herzmuskelströme sind allerdings noch geringer) wird die dünne AgCl-Schicht relativ rasch aufgebraucht und zu Silber reduziert. Diese Reduktion geht um so schneller vor sich, je stärker alkalisch die Elektrodenpaste ist, besonders schnell bei der Sanborn-Redux-Paste (pH 8 - 9) der Fa. Hewlett-Packard. Wenn vermieden werden soll, daß die Elektroden alle 2 - 3 Wochen neu chloriert werden müssen, da die dünne AgCl-Schicht an der Oberfläche aufgebraucht ist, wird eine Elektrode vorteilhafter sein, wie sie von G. LUCCHINA und Mitarbeiter 1963 und v. DIRINGSHOFEN und OSYPKA 1964 beschrieben worden ist: statt der dünnen, durch Elektrolyse auf der Oberfläche erzeugten Silberchloridschicht wird Silber und Silberchlorid fein pulverisiert (30 % Ag, 70 % AgCl) und unter hohem Druck zu einem Elektrodenplättchen gepreßt; die so entstandene Elektrode enthält praktisch eine kaum aufbrauchbare Menge AgCl.

3) Da der Hautelektrodenübergangswiderstand auch von der Leitfähigkeit der verwendeten Elektrodenpasten abhängt, wurde in den Vorversuchen der spezifische Widerstand der verschiedenen Pasten in Abhängigkeit von der Zeit (bis

30 Stunden) bei einer mittleren Frequenz von 10 Hz gemessen. Der spezifische Widerstand hängt von der Frequenz und der Amplitude des Stroms und vom Feuchtigkeitsgehalt der Pasten ab, was besonders wichtig bei Langzeitmessungen ist.

Untersucht wurden folgende Pasten:

I. Contactine (Siemens), II. Cambridge Electrode YELLY, III. Sanborn Redux Elektrode Paste, IV. Sanborn Redux Creme.

Hierbei ergab sich, daß von den untersuchten Pasten

I. Contactine und II. Cambridge relativ niederohmig sind und auch über 30 Stunden konstante Widerstandswerte zeigen, während IV. Sanborn Redux Creme relativ hochohmig ist.

Auf Grund ihres günstigen Widerstandverhaltens wären also besonders für Langzeituntersuchungen die Pasten I. und II. geeignet.

Wie weitere Messungen gezeigt haben, sind die Widerstände aller Pasten frequenzabhängig, d. h. der Pastenwiderstand ist am größten bei sehr kleinen Frequenzen und nimmt mit wachsenden Frequenzen stark ab. So beträgt der Pastenwiderstand nach 31 Stunden für die Cambridge-Paste bei einer Frequenz von 0,1 Hz $270 \Omega \text{ cm}$, bei 10 Hz $100 \Omega \text{ cm}$, bei 100 Hz $45 \Omega \text{ cm}$.

4) Der Hautelektrodenübergangswiderstand (HEÜW) wurde unter verschiedenen Bedingungen gemessen, zunächst mit einer Elektrode (Ag/AgCl 6 mm $\varnothing$) bei unterschiedlich vorbehandelter Haut:

Die Haut wurde:

- a) vorher nicht gereinigt,
- b) vorher mit Alkohol gereinigt und außerdem mit Cambridge-Paste 30 Sekunden lang einmassiert.

a) Ohne Vorbehandlung der Haut beträgt (bei Elektrodenabstand von Arm zu Arm) nach 1 1/2 Minuten der HEÜW = $180 \text{ k}\Omega$.

Nach 10 Minuten sinkt er auf etwa 90 k Ω ab, da die Paste allmählich in die Haut eindringt.

b) Bei Reinigung und Einmassieren von Cambridge-Paste beträgt er (unter gleichen Bedingungen) nach 1 1/2 Minuten bereits weniger als 10 k Ω . Für Contactine-Paste beträgt der entsprechende Wert ohne Einmassieren 38 k Ω , mit Einmassieren 32 k Ω .

Je besser also die Vorbehandlung der Haut ist, desto geringer ist, auch gleich zu Anfang, der HEÜW. Durch Alkohol- oder Benzinreinigung sinkt er bereits ab, durch Einmassieren von Elektrodenpaste aber noch mehr und bleibt dann relativ konstant. Ohne Vorbehandlung der Haut sinkt der HEÜW erst im Laufe einiger Zeit ab. Es zeigte sich also, daß die gründliche Reinigung der Haut sowie das Einmassieren der Paste (etwa 30 Sekunden lang) einen großen Einfluß auf den HEÜW hat, einen Einfluß, der größer ist als die Unterschiede zwischen den einzelnen Elektroden-typen oder einzelnen Pastentypen.

Die Untersuchungen erbrachten weiterhin, daß bei der Cambridge-Paste sehr große Differenzen im HEÜW auftraten, Differenzen von 10 k Ω bis 180 k Ω , je nachdem, ob die Haut nur mit Alkohol gereinigt oder ob dann zusätzlich noch Paste einmassiert wurde, was auf ein schlechtes Eindringungsvermögen der Cambridge-Paste schließen läßt. Dagegen ergaben sich bei der Contactine-Paste mit oder ohne Einreiben fast die gleichen Widerstandswerte, was auf ein rasches Eindringungsvermögen der Paste in die Haut schließen läßt. (Allerdings liegt der Widerstand der Contactine-Paste nach dem Einreiben im ganzen etwas höher als der der Cambridge-Paste.)

c) Der HEÜW hängt auch von der Größe der Elektrodenfläche ab: der HEÜW wird um so kleiner, je größer die Elektrodenfläche ist. Einen besonders hohen HEÜW-Widerstand zeigte die besonders kleine Honeywell Elektrode (5 mm $\varnothing$): 24 k Ω ;

die Melpar-Elektrode (16 mm $\varnothing$) hatte einen HEÜW von 7 k Ω (jeweils bei 10 Hz).

2. Klinische Untersuchungen

Mit allen Elektroden wurden EKG geschrieben, und zwar mit verschiedenen Pasten, besonders der Cambridge-Paste mit ihrem, wie die Widerstandsmessungen ergeben hatten, besonders niedrigen Widerstand, wie auch mit der Sanborn-Redux-Creme, die einen relativ hohen Widerstand zeigt. Die EKG wurden sowohl in Ruhe als auch bei Belastung (auf dem Fahrradergometer im Sitzen und Liegen) und über mehrere Tage alle 24 Stunden geschrieben. Schließlich wurde das Verhalten von Elektroden im Wasser auf das EKG geprüft.

a. Zur Methodik

- 1) Zunächst wurden EKG mit normalen Plattenelektroden an Armen und Beinen geschrieben, ohne und mit Filter, und zwar einmal mit den üblichen flüssigkeitsgetränkten Lappchen (Siemens), das andere Mal mit Paste. Hierbei traten im Kurvenbild keinerlei Unterschiede auf.
- 2) Sodann wurden an die gleichen Körperstellen nacheinander alle Klebeelektroden gesetzt, nachdem die Haut mit Äther bzw. mit Alkohol oder Benzin gründlich gereinigt und ca. 30 Sekunden lang mit Elektrodenpaste eingerieben worden war. Wieder wurden die Kurven I, II, III, aVR, aVL und aVF ohne und mit Filter geschrieben. Zwischen den Kurven, die mit Filter geschrieben waren und denen ohne Filter gab es die üblichen Unterschiede (Zackenamplitude im ganzen etwa um 0,1 mV verkleinert, die Kurven hinsichtlich feiner Splitterung etwas geglättet). Es fiel jedoch auf, daß die Klebeelektroden zunächst in allen Ableitungen meist geringere Ausschläge aufwiesen (um bis etwa 0,1 - 0,2 mV). Untereinander waren die Kurven

der Klebeelektroden gleich.

3) Wie sich später bei den Langzeitversuchen zeigte, waren die Ausschläge der Klebeelektroden am nächsten Tag größer und blieben dann so, so daß angenommen werden darf, daß die mindere Voltspannung auf den zunächst höheren HE'JW zurückzuführen ist; erst nach einigen Stunden hatten die Pasten die Haut richtig durchdrungen. Dies wird auch durch die Beobachtung erhärtet, daß bisweilen unmittelbar nach dem Ankleben der Elektroden auftretender leichter Wechselstrom in den Kurven am nächsten Tag, oft auch schon nach einer halben Stunde, nahezu ganz verschwunden war.

4) Hinsichtlich der verwendeten Elektrodenpasten (Contactine, Cambridge, Sanborn Redux-Creme und -Paste) ergaben sich im Hinblick auf die Kurvenqualität keine Unterschiede, wenn man davon absieht, daß bei ungenügender Vorbehandlung der Haut, z. B. besonders bei der Cambridge-Paste, anfangs leichter Wechselstrom in der Kurve erschien, der aber nach ca. 1/2 Stunde meist wieder verschwunden war.

Bereits LEWES (1965) konnte beweisen, daß Unterschiede der einzelnen Pasten nach dem Eindringen in die Haut hinsichtlich der Güte der Kurven im allgemeinen praktisch nicht merkbar sind (außer vielleicht in gewissen Grenzfällen, wenn mehrere ungünstige Faktoren zusammentreffen). LEWES zeigte, daß (ein modernes EKG-Gerät mit mindestens 2 M Ω Eingangswiderstand vorausgesetzt), mit fast allen Pasten, sogar mit Mayonnaise, Zahnpaste, Handcreme usw., gleich gute Kurven zu erzielen waren. - Auch ROSENFELD und Mitarbeiter (1964) kamen zu dem Schluß, daß es praktisch keine Unterschiede zwischen den Pasten gibt, was die Kurvengüte angeht. Allerdings dringen Pasten unterschiedlich schnell in die Haut ein.

5) Was den Eingangswiderstand des EKG-Gerätes betrifft, so gilt folgendes: Artefakte werden am kleinsten, wenn

der Widerstand der Elektroden vernachlässigbar klein ist gegenüber dem Eingangswiderstand des Gerätes, d. h. wenn der Geräteeingangswiderstand sehr viel größer ist (Größenordnung $M\Omega$ = Million Ohm) als der Elektrodenwiderstand. Dann kann man gute Kurven sogar mit sehr kleinen Elektroden erhalten, z. B. mit SAM- 4, einer Elektrode, wie sie an der School of Aerospace Medicine bei Piloten verwendet wird, mit einem Außendurchmesser von nur 8 mm, wobei die eigentliche Metallelektrode noch sehr viel kleiner ist (ROMAN und LAMB).

6) Sowohl bei den Belastungs- als auch bei den Langzeituntersuchungen gingen wir nach derselben Methode vor, was die Anbringung der Elektroden betrifft: Zunächst wurde die Haut (nachdem die störendsten Haare entfernt waren) sorgfältig mit Alkohol, oder besser mit Äther gereinigt, dann (nachdem die Vorversuche gezeigt hatten, wie wichtig dies ist) ca. 30 Sekunden lang Paste in die Haut einmassiert, der Überschuß gut abgewischt und die Elektrode (auf der bereits das Doppelklebeband angebracht und die mittels einer kleinen Kunststoffspritze mit Paste gefüllt war) aufgeklebt. Sie wurde noch kreuzweise durch Klebestreifen gesichert und die Kabelenden (die nur ca. 8 cm lang waren und an ihrem Ende einen kleinen Stecker trugen) ebenfalls mit einem kleinen Streifen an der Haut fixiert.

7) Da wir davon ausgingen, möglichst das gewohnte Kurvenbild in allen Ableitungen zu erhalten, wählten wir für die Elektrodenplatzierung die von MASON (1964) empfohlenen Körperstellen: Zur Verminderung von Muskelzittern werden die Elektroden von den Extremitäten nach innen auf den Rumpf verlegt und zwar die beiden Armelektroden (rot und gelb) oben in die "Fossa infraclavicularis" und unten (grün und schwarz) auf den seitlichen Mittelbauch zwischen Rippenbogenrand und Crista ilica ant. sup., in der Medioclavicularlinie. Die Kurven dieser Ableitungsstellen sind den gewohnten Standardableitungen von Unterarmen und Unter-

schenkeln sehr ähnlich, wenn man davon absieht, daß die EKG etwas rechtstypischer werden.

8) Die Versuchspersonen traten auf dem Fahrradergometer sitzend oder, damit das Muskelzittern vermindert werde, liegend 180 Watt bis zu 6 Minuten lang. Hierbei wurden die Ableitungen I, II, III, aVR, aVL, aVF geschrieben, außerdem die praekordialen Ableitungen V_1 bis V_6 .

b. Untersuchung bei:

1) Belastungsbedingungen.

Untersuchungen während körperlicher Belastung zeigten, daß keine sichtlichen Unterschiede zwischen der Registriertreue der einzelnen Elektroden bestehen. Zuvor hatte es den Anschein, als ob die kleinflächigen Elektroden im Hinblick auf die Unterdrückung der Myogramme sogar noch etwas günstiger seien als die großen, da die kleinen Elektroden kleinere Muskelmassen bedecken. Die Unterschiede waren jedoch nur gering und es konnte nicht mit Sicherheit geklärt werden, ob die verschiedene Elektrodengröße oder nicht vielleicht die verschiedenen Probanden für die geringfügigen Unterschiede verantwortlich waren.

Am ungünstigsten, d. h. mit dem meisten Muskelzittern verbunden, war die Belastung (mittels 180 W) im Sitzen, da sich die Personen zugleich mit den Händen an der (isolierten) Lenkstange des Fahrradergometers festhielten. Etwas besser wurden die Kurven beim freihändigen Treten; zwar war auch hier Muskelzittern nicht zu vermeiden, doch waren die Kurven immerhin auswertbar, was Kammergruppe, P- und T-Zacken betrifft. Eindeutig die besten Kurven wurden während des Tretens von 180 W im Liegen gewonnen, da die Probanden entspannter als im Sitzen waren. Allerdings empfanden die Versuchspersonen das Treten im Liegen subjektiv als anstrengender. Es zeigten sich große Unter-

schiede zwischen den Versuchspersonen: es gab solche, die völlig ruhig und nahezu ohne Muskelzittern die 180 W bewältigten; es gab aber auch solche, die von Anfang an verkrampft traten und dadurch viel mehr Muskelzittern produzierten. Auffällig war bei vielen, daß sie am Anfang kaum Muskelzittern zeigten, jedoch gegen Ende der Belastung (die männlichen Personen mußten 6 Minuten lang treten!) deutliche Myogramme erzeugten, da sich die Versuchspersonen mehr anstrengen mußten und gleichsam "mit dem ganzen Körper in die Pedale steigend", die Leistung bewältigten. (Abb. 1)

Bei den Standard- wie auch den Brustwandableitungen machte sich bisweilen bei starker Atmung und Brustwanddehnung ein mehr oder weniger starkes periodisches Nulllinien-schwanken bemerkbar. -

Alles, was bisher für die Extremitätenableitungen gesagt wurde, gilt auch für die Brustwandableitungen V_1 bis V_6 , obgleich sich in diesen Ableitungen das Muskelzittern nicht ganz so stark zeigte wie in den Standardableitungen.

Das Schwitzen wirkte sich auf die Güte der Kurven in der Regel als Wechselspannungsstörung aus, jedoch nur stärkeres Schwitzen: die Befestigung der Elektroden (besonders der Brustwandelektroden, da die Schweißsekretion am Thorax besonders stark ist) wurde gelockert, so daß der HEÜW höher wurde. Vor allem dann, wenn die Elektroden nicht zusätzlich durch Klebestreifen besser befestigt worden waren, machte sich in den letzten Minuten der Belastung ein von Minute zu Minute zunehmender Wechselstrom-einfluß bemerkbar. Von diesen Wechselstromstörungen bei starkem Schwitzen berichten auch ROSENKRANZ und DREWS (1964), ebenso vom "Wandern der Nulllinien" bei tiefer Atmung (Brustkorbbdehnung), währenddessen nämlich eine Änderung des HEÜW bzw. des Elektrodenwiderstandes auftritt. Es gibt unter den Versuchspersonen große Unterschiede in der Schweißproduktion. Das Schwitzen an sich vermindert

die Güte der Kurven nicht, ganz im Gegenteil, es erniedrigt den HEÜW, wie LEWES (1965) zeigte: trockene, polierte Elektroden geben auf unvorbehandelter Haut nach 6 - 15 Minuten gute Kurven, wenn sich zwischen den Elektroden und der Haut Schweiß gebildet hat. Unerlässlich zur Vermeidung von Muskelzittern ist, daß der Patient möglichst bequem und entspannt liegt und nicht friert.

Falls in den Ableitungen V_1 bis V_6 bereits in Ruhe ein gewisser Wechselstrom bemerkbar wird (den die Ableitungen I - III nicht zeigen), obgleich die Elektroden an der vorderen Brustwand gut und fest und nach ausreichender Vorbehandlung der Haut (besonders wichtig ist das Rasieren!) angebracht worden waren, empfehlen LEMMERZ und SCHMIDT (1964), eine größere Erdelektrode zu verwenden.

2) Langzeitbedingungen.

Für Langzeituntersuchungen bewährten sich bis zu einer Untersuchungsdauer von 5 Tagen (= 120 Stunden!) alle untersuchten Elektroden, bis auf die Honeywell-Elektrode. Bei der Honeywell-Elektrode war infolge ihres geringen Pastenfassungsvermögens nach 4 - 5 Tagen meist die Paste ganz oder mindestens teilweise von der Haut resorbiert worden, so daß die Elektrode nach dieser Zeit manchmal fast leer war. Bis zu 96 Stunden (= 4 Tage) waren jedoch auch mit dieser kleinen Elektrode gute Kurven zu erhalten. Ähnliche Beobachtungen machten auch KREIDBERG und Mitarbeiter (1962). Die Versuche wurden nach jeweils 5 Tagen abgebrochen, doch darf vermutet werden, daß auch über längere Zeit noch gute Kurven zu erhalten wären.

Diese Ergebnisse waren nur nach zusätzlichem Befestigen der Elektroden durch kreuzweise übergeklebte Streifen erreichbar, da die Elektroden sonst durch die Belastungen des Alltags oder nachts bei Bewegungen zu leicht abgerissen wurden. Hierbei erwiesen sich, auch was die Belastung für den Träger angeht, die kleineren Elektroden als praktischer.

Ansonsten gab es hinsichtlich der Qualität der Kurven sowohl unter den verschiedenen Elektroden als auch beim Vergleich der verschiedenen Kurven des üblichen Ableitungsprogrammes nach 4 - 5 Tagen mit den zu Beginn gewonnenen Kurven praktisch keine Unterschiede, wenn davon abgesehen wird, daß zumeist folgende bereits erwähnte Beobachtung zu machen war: die Amplituden der Kurven, die am 2. Tag und später geschrieben wurden, waren durchschnittlich 0,1 - 0,2 mV größer als die sofort nach dem Anlegen geschriebenen, was wohl auf den zunächst hohen und später (Eindringen der Pasten) absinkenden HEÜW zurückzuführen sein dürfte. Jedenfalls boten die Kurven, die am 2. und 5. Tag geschrieben wurden, keinen Unterschied in der Qualität und der Höhe der Ausschläge. (Abb. 2 und 3)

ROWLEY und Mitarbeiter beschrieben, daß der HEÜW bei verschiedenen Untersuchten unmittelbar nach Anlegen der Elektroden 21 - 110 k Ω groß war, innerhalb von 2 Stunden beträchtlich absank und nach 24 Stunden nur noch 2 - 60 k Ω betrug.

Verwendet wurde bei unseren Langzeitversuchen meist die Sanborn Redux-Creme, die sich in Vorversuchen als besonders hautfreundlich erwiesen hatte. Allerdings führte sie, wie auch die Cambridge-Paste bei der Telemedics-Elektrode, wohl zusammen mit Einflüssen von Schweiß und besonders bei Luftzutritt, nach wenigen Tagen zu mehr oder weniger starken Oxydationserscheinungen, die manchmal so stark waren, daß der Mull um den Elektrodenring herum grün wurde (Grünspan!). Allerdings war die Funktion der Elektroden hierdurch nicht beeinträchtigt.

3) Im Hinblick auf Belastungsprüfungen mit der Aufzeichnung des EKG während des Schwimmens wurde das Verhalten von Elektroden unter Wasser untersucht. Konnten elektrisch leitende Teile beider Armelektroden mit dem Wasser in Berührung kommen, so ergab sich folgendes: Waren beide Hände (ohne Elektrode) bzw. nur ein Arm (mit Elektrode) unter

Wasser, so zeigte sich keine Kurvenänderung, waren aber beide Arme samt den Elektroden unter Wasser, so veränderten sich die Kurven bei nicht wassergeschützter Elektrode im Sinne eines Kurzschlusses: Die Ausschläge in Ableitung I wurden bedeutend kleiner, Ableitung II und III wurden einander ähnlich. (Abb. 4)

Bei Untersuchungen mit wasserdicht angebrachten Elektroden zeigten die Kurven keinerlei Veränderungen.

III. Störanfälligkeit der Elektroden

Da die Elektroden in der Praxis auch Störungen von außen ausgesetzt sind, wurde ihr Verhalten sowohl auf mechanische (a.) als auch auf elektrische (b.) Störungen untersucht.

a. Die häufigste mechanische Störung äußert sich in einem "Weglaufen" der Nulllinie. Für diese Störung sind zumeist Druck oder Zug verantwortlich, die dauernd oder zeitweise auf die Elektrode einwirken, wie z. B. Zug am Kabel (die Elektrode kann dadurch so gelockert werden, daß dann auch Wechselstromstörungen dazukommen) oder Druck von außen, z. B. durch die Kleidung, an die vielleicht die Elektrode im Rhythmus der Atemexkursionen stößt.

1) Um eine Unterscheidung treffen zu können, wurde das Verhalten der einzelnen Elektroden einerseits bei etwa gleich stark wechselndem Druck auf die Elektrode und andererseits bei Zug (mit einer Federwaage gemessen, allmählich zunehmend, immer in Kabelrichtung wirkend) verglichen.

Es zeigte sich, daß die Schwarzersche Saugelektrode bis unmittelbar vor ihrem Abreißen durch Druck und Zug nicht beeinflusbar war. Ähnlich unempfindlich gegen Zug zeigte sich die Melpar-Elektrode, bei der noch bei einem Zug von mehr als 500 g (immer in Kabelrichtung) keinerlei Änderung

der Nulllinien zu bemerken war. In der Reihenfolge der leicht abnehmenden Unempfindlichkeit folgte die Siemens-Elektrode, die bis zu 300 g Zug keine Änderung zeigte und erst bei 400 g Zug abriß. Ähnlich verhielt sich die Telemedics-Elektrode, die ebenfalls bis 300 g Zug in Kabelrichtung keine Änderung der Nulllinien zeigte; ab etwa 350 g Zug aber liefen die Nulllinien stark durcheinander. Dann folgt die Avionic-Elektrode, die etwa bis zu 250 g Zug stabile Nulllinien zeigte und bei 350 g schließlich abging. Besonders empfindlich war dagegen die kleine Honeywell-Elektrode, die bereits bei 30 - 50 g Zug deutliches Nulllinienwandern zeigte; (zu erwähnen ist noch, daß alle Elektroden jeweils nur mit einem 2,5 x 2,5 cm großen Doppelklebestreifen befestigt wurden; die Untersuchungen waren jeweils an der gelben Elektrode (= linker Arm!) durchgeführt worden). (Abb. 5)

2) Auf Druck reagierten alle Elektroden (abgesehen von der Schwarzerschen Saugelektrode) mit leichtem oder stärkerem Ausbiegen der Nulllinien. Auch auf Druck reagierte die kleine Honeywell-Elektrode am stärksten.

3) Um zu prüfen, wie die Elektroden auf kurze Stöße reagieren, wurde ein 25 g schwerer Gummistöpsel aus einer Höhe von 1, 2, 5, 10, 15 und 20 cm direkt (a) auf die gelbe Elektrode (am linken Arm) oder neben diese (b) fallen gelassen und dann die Höhe der Ausschläge aus den Kurven gemessen.

a) Das Ergebnis des direkten Aufpralls ist in einer Tabelle zusammengestellt: (siehe auch Abb. 6 - 8)

Größe des Außen-Durch- messers der Elektrode (mm)	Elektrode	Wurf aus einer Höhe von (cm)					
		1	2	5	10	15	20
40	Schwarzer-	-	-	-	-	-	- (mV)
35	Melpar-	-	0,05	0,1	0,15	0,15	0,2 (mV)
16 (10):	Telemedics-	0,07	0,1	0,15	0,25	0,3	0,55 (mV)
14	Siemens-	-	0,1	0,2	0,25	0,35	0,52 (mV)
12,3	Avionic-	0,1	0,17	0,27	0,35	0,6	1,0 (mV)
10	Honeywell-	0,3	0,4	0,7	1,0	1,6	k.M. (mV)

(= Höhe der Ausschläge infolge der Störung!)

Wenn auch diesen Werten infolge bestimmter Meßunzulänglichkeiten keine absolute Gültigkeit zugesprochen werden kann, so ist doch eines ganz deutlich zu sehen: die Störbarkeit der Elektroden bei einem Stoß ist umso größer, je kleiner die Fläche der Elektrode ist, mit der sie auf der Haut aufsitzt, und dies dürfte seine Ursache darin haben, daß der Flächendruck auf die Haut umso größer ist, je kleiner die Elektrodenauflagefläche ist. (Daß es hierbei nicht auf die Größe der eigentlichen Elektroden-Metallfläche ankommt, sondern auf die Größe der Auflagefläche der Elektrode, beweist der Unterschied zwischen der Siemens- und der Avionic-Elektrode, die beide bei fast gleicher Größe der Metallelektrode verschiedene äußere Abmessungen haben).

Unter diesem Gesichtspunkt ist das schlechte Abschneiden der kleinen Honeywell-Elektroden erklärlich. Auffällig war bei diesen Elektroden, daß nach dem Stoß-Ausschlag auf der Kurve die Nulllinie stark absackte und sich meist erst nach relativ langer Zeit (1 - 1 1/2 Sekunden) wieder zum normalen Niveau zurückfand. Das könnte, da die Elektrode pola-

risierbar ist, eine Folge der Polarisationserscheinungen sein, die ja die Nulllinie nicht nur allmählich sondern auch, wie hier beim Stoß (akut ausgelöste Polarisation) in dieser plötzlichen Form ändern können. Eine andere Ursache ist vielleicht darin zu sehen, daß bei dieser Elektrode das Gehäuse aus leicht verformbarem Weichplastikmaterial besteht und sich daher der Abstand der Elektrodenfläche zur Haut beim Stoß stärker ändert. Bei den übrigen Elektroden äußerte sich der Stoßausschlag zumeist entweder in Form von "Spikes", d. h. kleinen spitzen Ausschlägen oder in Form einer kleinen rasch ansteigenden und etwas langsamer (im Verlauf von ca. $1/10$ bis $2/10$ Sekunden) wieder zum ursprünglichen Niveau zurückkehrenden Stufe. Am unempfindlichsten war die Melpar-Elektrode, die wegen ihrer großen Auflagefläche einen geringen Flächen-
druck aufweist.

b) Dieselben 25 g wurden auch neben die Elektroden auf die Haut geworfen, ohne daß bei einer Elektrode eine Veränderung im Kurvenbild hätte festgestellt werden können.

4) Hinsichtlich des Muskelzitterns wurde bereits früher gesagt, daß kleinflächige Elektroden günstiger zu sein scheinen als große, da sie weniger Muskelmasse bedecken.

b. Hinsichtlich der elektrischen Störungen, d. h. jener Störungen, die von anderen Elektrogeräten, z. B. Transformatoren, ausgehen, kann gesagt werden, daß sie am leichtesten bei einem hohen HEÜW auftreten, wie er z. B. während ungenügendem Hautkontakt der Elektrode vorkommt.

Diese Störungen äußern sich vor allem in Form von Wechselstromstörungen; streng genommen sollte von Wechselspannungsstörungen gesprochen werden, denn es handelt sich um eine Überlagerung der EKG-Kurve mit einer Wechselspannungskurve (= Sinusschwingungen mit einer Frequenz von 50 Hz). Ganz

allgemein läßt sich sagen, daß kleinflächige Elektroden wechselstromempfindlicher sind als große, denn kleinflächige Elektroden haben einen höheren Widerstand als großflächige. So lassen sich z. B. auch unter sehr ungünstigen Bedingungen mit größeren Elektroden noch befriedigende Kurven schreiben, während dies mit sehr kleinen Elektroden (z. B. der Honeywell-Elektrode) ohne Wechselstromstörung kaum mehr möglich ist; so entstehen z. B. (wenn auch relativ selten) bei alten Patienten mit sehr schlecht durchbluteter Haut oder (nach einer Mitteilung von ROSENFELD und Mitarbeitern) auch bei sehr adipösen Frauen leicht Wechselstromstörungen, wenn kleine Elektroden verwandt wurden. Nur unter solch ungünstigen Bedingungen - dazu gehört auch die ungenügende Hautvorbereitung, eine eingetrocknete Paste in der Elektrode oder starke Wechselstromstörungen von außen - ist mit den kleinen Elektroden kein befriedigendes Ergebnis zu erzielen. Ansonsten sind praktisch mit allen Elektroden, auch mit der kleinen Honeywell-Elektrode, gute Kurven zu bekommen.

Durch lose Stecker oder eine lockere Erdelektrode kommt ebenfalls Wechselstrom in die Kurven: bei lockerer Erdelektrode oder schlechter Erdung des EKG-Gerätes sind alle Kurven gleichmäßig gestört, bei einem losen Stecker, wie auch bei einer lockeren Explorationselektrode nur die betreffenden Ableitungen.

Bei einem Wackelkontakt "springen" die Nulllinien stark. Weiter kann ein Kurzschluß zwischen Mitteldraht und Abschirmung des Patientenkabels Wechselstromstörungen bewirken.

Schließlich kommt es zu starken Wechselstromüberlagerungen auch dann, wenn der Patient mit seinem Körper irgendwelche Masse, zum Beispiel das geerdete Bettgestell, berührt, so daß er doppelt geerdet ist (er ist ja bereits durch die Erdelektrode geerdet).

Ferner sollten mit allen Kabeln Schleifen möglichst vermieden werden, indem die Kabel parallel nebeneinander lie-

gen, möglichst entlang der Extremitäten.

Alle diese elektrischen Störeinflüsse können durch Einschalten des Filters, d. h. der Frequenzblende, ein wenig gemildert werden.

IV. Das Ableitungsprogramm an den typischen Ableitungsstellen:

Im folgenden wird die Störanfälligkeit untersucht, abhängig von den Ableitungsstellen des üblichen Ableitungsprogrammes, während körperlicher Belastung (a.), während Langzeituntersuchungen (b.) und während der Elektrodenlage unter Wasser (c.), jeweils mit verschiedenen Elektroden.

a. Die Belastung auf dem Fahrradergometer im Liegen ergibt bessere Kurven als die Belastung im Sitzen, weil die Kurven besonders in den Standardableitungen weniger Muskelverzittern zeigen, die bei der gewählten Elektrodenanordnung am Rumpf wegen der Pectoralis-Muskulatur nicht ganz auszuschließen und zudem bei den einzelnen Untersuchten verschieden stark sind. Ähnliches gilt für die Brustwandableitungen, die allerdings bei forcierter Atmung besonders in Ableitungen $V_3 - V_6$ öfters Nulllinienschwankungen und teilweise Muskelverzittern zeigten. In beiden Ableitungsarten (Standard- und Brustwandableitungen) machte sich bei starker Atmung und Brustwanddehnung ein mehr oder weniger starkes periodisches Nulllinienschwanken bemerkbar. Bei stärkerem Schwitzen machte sich zunehmender Wechselstrom bemerkbar.

b. Die Langzeit-EKG bis 120 Stunden = 5 Tagen ergaben bei den meisten Elektroden praktisch keine Änderung in der Kurvenqualität, wenn davon abgesehen wird, daß, wie schon gesagt, am 2. - 5. Tag geschriebene Kurven, höhere Ausschlä-

ge zeigen als die sofort nach dem Anlegen geschriebenen. Die Elektroden untereinander bieten praktisch keinerlei Unterschiede.

c. Bei den Unterwasserversuchen fand sich, daß die Kurven in ihrer Qualität nicht litten, weder wenn nur ein Arm mit einer Elektrode im Wasser lag, noch wenn beide Armelektroden unter Wasser lagen, sofern die Elektroden wasserdicht angebracht waren. Auch nach 10 Minuten langem Verbleiben der Elektroden im kalten Wasser änderten sich die Kurven nicht. Kamen jedoch elektrisch leitende Teile der beiden Armelektroden gleichzeitig mit dem Wasser in Berührung, so veränderten sich die Kurven im Sinne eines Kurzschlusses der beiden Armelektroden: Die Ausschläge in Ableitung I wurden deutlich kleiner (z. B. Telemedics-Elektrode, bei der sich der Metalldruckknopf zum Anschluß des Kabels ungeschützt im Wasser befand); in Extremfällen war Ableitung I nahezu eine Gerade. Die Ableitungen II und III wurden einander ähnlich. - Mit den übrigen, wasserdichten Klebeelektroden waren jedoch, wie schon gesagt, einwandfreie Kurven unter Wasser zu erhalten.

V. Hautverträglichkeit der angewandten Materialien

Es wurden folgende Elektrodenpasten während Langzeitversuchen über 4 bis 5 Tage von verschiedenen Personen mit unterschiedlicher Hautempfindlichkeit erprobt: Sanborn-Redux-Creme ($P_H = 7,5$); Sanborn-Redux-Paste ($P_H = 9$); Cambridge-Paste ($P_H = 6$); Contactine (Siemens) ($P_H = 5$). Außerdem als Klebemittel: Davol-Applicance Cement ($P_H = 7$). Zum zusätzlichen Überkleben der Elektroden wurde Leukoplast^R, Leukoflex^R und Leukovlies^R (Beiersdorf) verwendet.

a. Die Hautverträglichkeit der Pasten:

Sowohl bei sehr hautempfindlichen als auch bei unempfindlichen Personen ergab sich immer folgende Reihenfolge, was die Stärke der Hautveränderungen betrifft: zu den stärksten Hauterscheinungen führten:

- 1) Die Cambridge-Paste, bei der bereits nach 2 Tagen unter dem Klebering der Elektrode in der Größe desselben ein roter geschwollener Ring entstand; in seiner Mitte, unter dem Pastenloch der Elektrode (einem zunächst etwas helleren Gebiet) entwickelten sich stecknadelkopfgroße helle bis rötliche Bläschen. Nach insgesamt 4 Tagen war der gesamte Elektrodendurchmesser stark dunkelrot entzündlich verfärbt, geschwollen und mit kleinen stecknadelkopfgroßen Bläschen bedeckt, die sich nach einigen Tagen (ebenso wie der rote Rand) in braune Krusten verwandelten.
- 2) Die Sanborn-Redux-Paste, die etwa die gleichen Hauterscheinungen machte wie die Cambridge-Paste, nur ohne die Bläschenbildung. Doch war ihr geschwollener Ring, ebenfalls in der Größe der Elektrodenauflagefläche, noch stärker rot als bei der Cambridge-Paste. Unter dem Pastenloch der Elektrode aber war die Haut kaum verändert und hell, bei sehr hautempfindlichen Untersuchten allerdings manchmal auch mehr oder weniger stark gerötet.
- 3) Geringe Hautveränderungen erzeugte die Contactine-Paste (Siemens), bei der nach etwa 2 Tagen nur ein leicht geröteter Ring unter der Elektrodenauflagefläche zu sehen war, der nach 4 - 5 Tagen stärker rot wurde, während in der Mitte unter dem Elektrodenpastenloch keine Veränderungen auftraten.
- 4) Die bei weitem beste Hautverträglichkeit zeigte die Sanborn-Redux-Creme. Bei allen Versuchspersonen war auch nach 4 - 5 Tagen allein das Zentrum unter dem Pastenloch ganz schwach oder gar nicht gerötet, nur bei sehr hautempfindlichen Personen entstand im Zentrum eine ganz leichte, kaum

rötliche Schwellung.

b. Die Hautverträglichkeit der Klebeplaster:

1) Die Klebeplaster machten allenfalls leichte Hautrötungen; bei Personen, die gegenüber Leukoplast empfindlich sind, erwies sich das luftdurchlässige Leukovlies^R und das Leukosilk als besonders "hautfreundlich".

2) So gut wie keine Hautrötung machte auch der gummilösungsähnliche Davol-Applicance-Cement, mit dem die Melpar-Elektrode angeklebt wird.

Auffällig war, daß bei der Contactine-Paste und meist auch der Redux-Paste die Rötung besonders unter dem Auflagering der Elektrode auftrat, während das Zentrum kaum verändert war, wohingegen bei der Redux-Creme immer nur das Zentrum (also unter dem Pastenloch der Elektrode, als der unmittelbaren Berührungsstelle der Paste mit der Haut!) gerötet war, wenn auch nur ganz leicht. Da bei der Redux-Creme auch kein "Ring" auftrat, scheint die Veränderung nicht unmittelbar durch den Druck der Elektrode (Ischämiereaktion) verursacht zu sein, was die Tatsache beweist, daß ohne Paste bei gleicher Anbringung der Elektrode kein roter Ring auftrat. Es scheint jedoch der Druck im Zusammenwirken mit bestimmten Pastenbestandteilen die erwähnten ringförmigen Veränderungen hervorzurufen. Der P_H -Wert erklärt nichts, da die Contactine-Paste etwa den gleichen P_H -Wert hat wie die Cambridge-Paste. Möglicherweise sind an den Hauterscheinungen die sogenannten Abrasives beteiligt, die sowohl in der Cambridge- wie auch in der Redux-Paste enthalten sind: feiner Quarzstaub, der im Sinne von BELL und Mitarbeiter (1939) die Oberhaut aufrauen und den HBÜW senken soll, der aber bei Bewegung der Haut scheuernd wirkt und sich vielleicht auch zwischen Elektrodenring und Haut schiebt.

Schon LEMMERZ und Mitarbeiter (1964) berichten, wie wichtig eine gute Hautverträglichkeit der Pasten, vor allem bei Langzeituntersuchung, ist, da unverträgliche Pasten

eine Quellung des Stratum corneums bewirken und somit den HEÜW erhöhen.

Zusammenfassung

Es wurden technische und klinische Prüfungen der Haftfestigkeit, Registriertreue, Störanfälligkeit, Lage im üblichen Ableitungssystem und Hautverträglichkeit verschiedener Elektroden im Hinblick auf ihre Brauchbarkeit für Belastungs- und Langzeituntersuchungen vorgenommen.

1. In Ruhe sitzt die Elektrode um so fester, je größer die Auflagefläche ist. Bei Schweißsekretion wird die Haftfestigkeit aller Elektroden sehr gering.

2. Ein Maßstab für die Registriertreue ist der Haut-Elektroden-Übergangs-Widerstand (HEÜW).

Physiologisch-technische Widerstandsmessungen ergaben Unterschiede sowohl zwischen den einzelnen Elektroden als auch zwischen den verschiedenen Pasten; jedoch waren diese Unterschiede klein im Verhältnis zu denen bei unterschiedlicher Vorbehandlung der Haut.

Auch die klinischen Belastungs- und Langzeituntersuchungen zeigten im Hinblick auf die Qualität der EKG-Kurven keine deutlichen Unterschiede zwischen den einzelnen Elektroden oder Pasten, wohl aber wurden die elektro-technischen Messungen hinsichtlich der Notwendigkeit einer sorgfältigen Vorbereitung der Haut bestätigt: nach entsprechender Vorbehandlung waren mit allen Elektroden und Pasten brauchbare Kurven zu erhalten.

Bei den Belastungsuntersuchungen zeigten die Kurven der einzelnen Probanden infolge ihres unterschiedlichen Trainingszustandes (verschieden starkes Schwitzen) verschie-

dene Qualität. Kleine Elektroden saßen fester als große.

Bei den Langzeituntersuchungen wurden die Ausschläge bis zum 2. Tag um etwa 0,1 bis 0,2 mV höher (langsames Eindringen der Paste in die Haut = Niedrigerwerden des Hautelektrodenübergangswiderstandes) und blieben sodann bis zum fünften Tag gleich hoch. Nur bei der kleinen Honeywell-Elektrode wurde nach 3 Tagen die Paste von der Haut vollständig resorbiert, das heißt, der Hautelektrodenübergangswiderstand wurde wieder hoch.

Bei Elektrodenlage unter Wasser änderten sich die Kurven nicht, sofern die Elektroden wasserdicht angebracht waren.

3. Die Prüfung der mechanischen und elektrischen Störanfälligkeit ergab, daß die Elektroden auf Druck, Stoß und Zug umso weniger reagierten, je größer die Auflagefläche der Haut war. Das beste Mittel gegen Wechselstromstörungen ist ein möglichst kleiner Hautelektrodenübergangswiderstand, wie er durch sorgfältige Vorbereitung der Haut zu erreichen ist.

4. Die Lage der Elektroden des üblichen Ableitungssystems war ohne wesentlichen Einfluß, abgesehen von starken periodischen Nulllinienschwankungen in den Brustwandableitungen bei forcierter Atmung.

5. Die Prüfung der Hautverträglichkeit von Pasten und Pflastern ließ erkennen, daß die Cambridge- und die Redux-Paste für Langzeituntersuchungen ungeeignet sind, da sie die Haut stark angreifen. Als hautfreundlich hat sich die Sanborn-Redux-Creme erwiesen. Bei pflasterempfindlichen Patienten ist Leukovlies und Leukosilk besonders gut verträglich, besser als Leukoplast.

Eine Unpolarisierbare Elektrode aus 30 % Silber und 70 % Silberchlorid von etwa 6 - 8 mm Elektrodendurchmesser und 4 - 5 mm breitem Kleberand ist als Elektrode der Wahl für Belastungs- und Langzeituntersuchungen anzusehen, mit einer gut hautverträglichen Paste und nach sorgfältiger Vorbereitung der Haut durch Reinigung und Einmassieren von Paste.

L i t e r a t u r

=====

BELL, G.H., I.A.C. KNOX und A.J. SMALL:

Electrocardiografic electrolytes.

Brit. Heart J. 1, 229 (1939).

DIRINGSHOFEN v. H. und P. OSYPKA: Physiologische und technische Erwägungen zur Bioinstrumentierung von Luft- und Raumfahrzeugen.

Elektromedizin 9, 73 (1964).

HERMANN, G.F.:

A new clip electrode for clinical electrocardiography.

Circulation 29, 895 (1964).

HUMMER, K., S. ISRAEL und S. CHRUSTSCHOW: Klappenelektroden für die Elektrokardiographie .

Medizin und Sport Band 5, 141 (1965).

ISRAEL, S., J. STOLZ und K. HUMMER:

Neue Elektrode zur fortlaufenden Registrierung der Herzstromkurve während physischer Belastung.

Medizin und Sport 5, 142, (1965).

KERESZTY, A.:

Experiences with new typ Ecg electrodes.

Z.Kreisla.froschg. 53, 1046 (1964).

KREIDBERG, M.B. und H.L. CHERNOFF:

A new Method for Taking Precordial Ecg Leads in Children

Amer. J. Dis. Child. 103, 591 (1962).

LEMMERZ, A.H. und R. SCHMIDT:

Registrierfehler in der Ekg-Praxis.

Stuttgart 1964.

LEWES, D.:

Electrode jelly in electrocardiography.

Brit. Heart J. 27, 105 (1965).

LUCCHINA, G.G. und C.G. PHIPPS:

An improved electrode for physiological recording.

Aerospace Med. 34, 230 (1963).

MASON, R.E.: New System of Multiple Leads in Exercise Electrocardiography, Comparison with Coronary Arteriography.

Circulation 30, 123 (1964).

ROMAN, I.A. und L.E. LAMB: Electrocardiography in Flight.
Aerospace Med. 33, 527 (1962).

ROSENFELD, I., A.M. MASTER und C. ROSENFELD:

Recording the Electrocardiogram during the performance of the Master-
Two-Step-Test:

I. Circulation 29, 204 (1964).

ROSENKRANZ, K.A. and A. DREWS:

Über eine modifizierte Ableitungsmethode zur Registrierung von Brust-
wand-Ekg während dosierter körperlicher Belastung.

Z.Kreisl.forschg. 53, 615 (1964).

ROWLEY, D.A., S. GLAGOV and P. STONER:

Fluid electrodes for monitoring the electrocardiogram during activity
and for prolonged periods of time.

Amer. Heart J. 62, 263 (1961).

Abbildungen

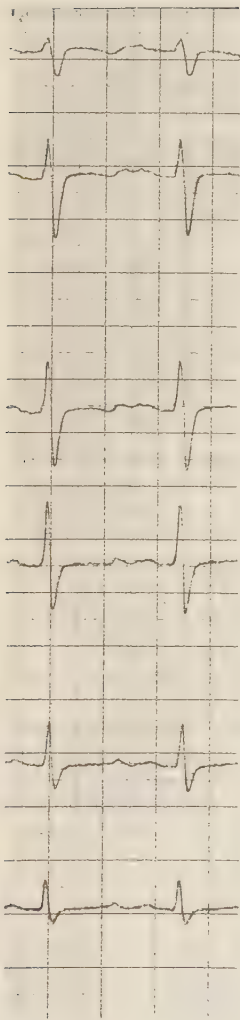


Abb. 1 a

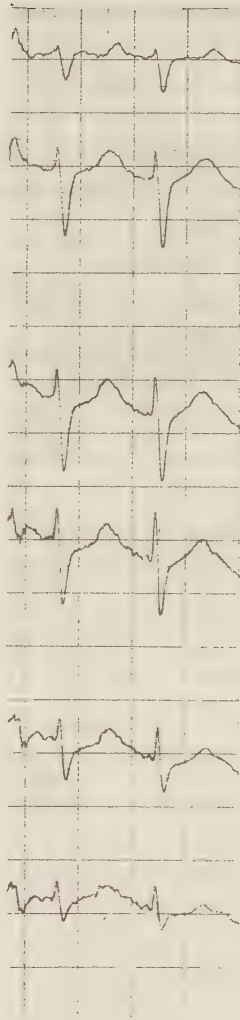


Abb. 1 b

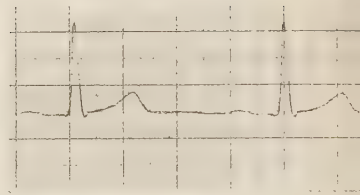


Abb. 2 a

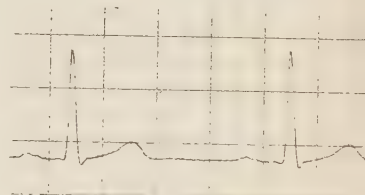


Abb. 2 b

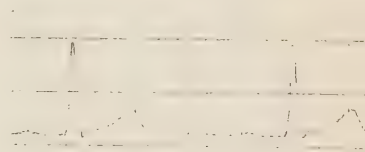


Abb. 2 c

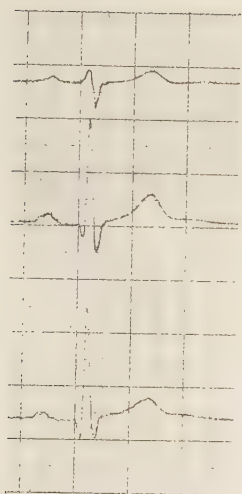


Abb. 3 a

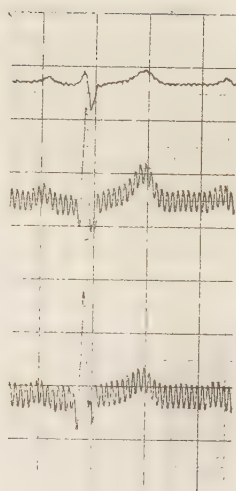


Abb. 3 b

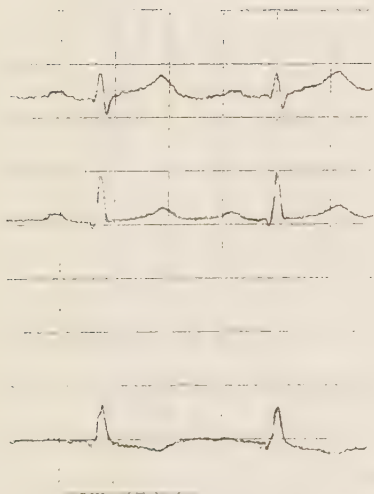


Abb. 4 a



Abb. 4 b

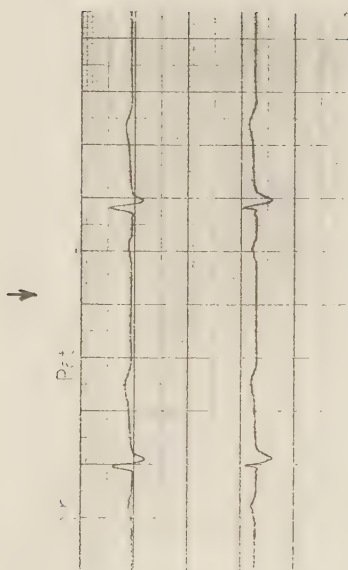


Abb. 5 a

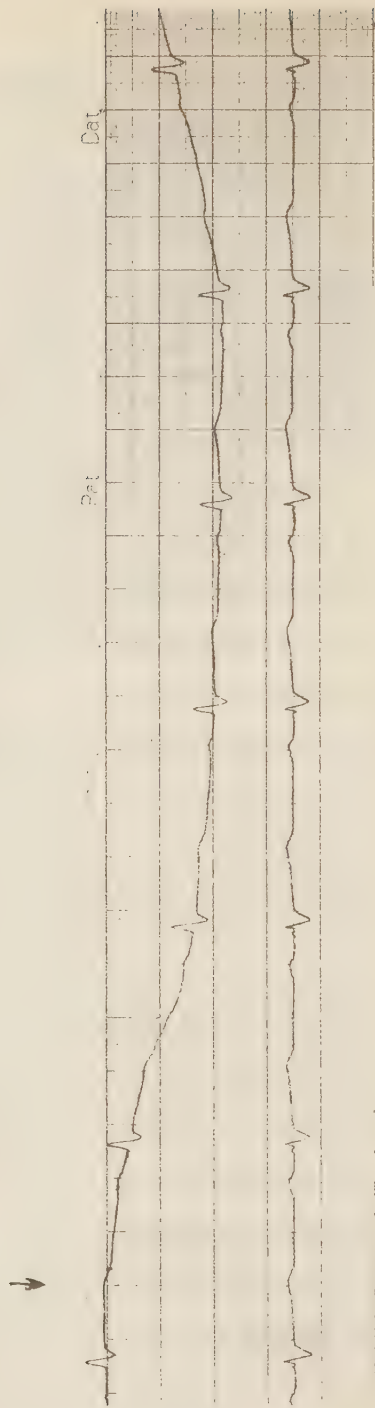


Abb. 5 b

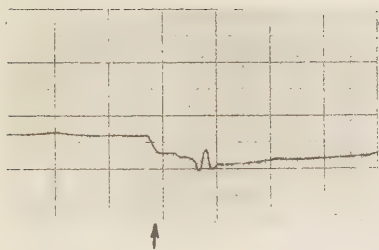


Abb. 6 a

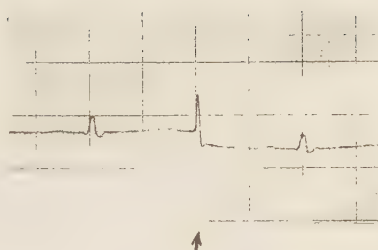


Abb. 6 b

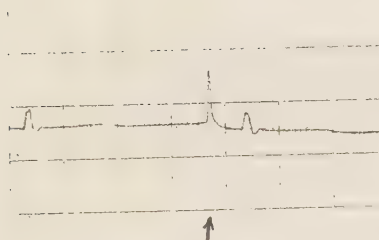


Abb. 6 c

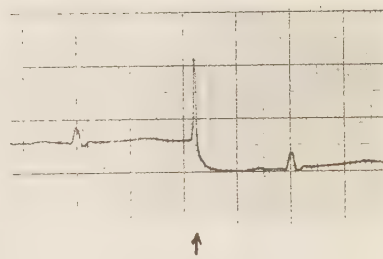


Abb. 6 d

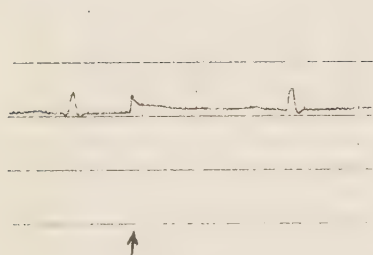


Abb. 7

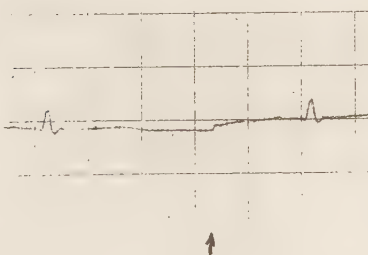


Abb. 8

Beschreibung der Abbildungen

- Abb. 1 EKG eines 26-jährigen Mannes (Brustwandableitungen $V_1 - V_6$) während körperlicher Belastung auf dem Fahrrädergometer (Tretarbeit im Liegen, 180 Watt) bei a Ende der ersten Belastungsminute, bei b Ende der fünften Belastungsminute. Mit der Frequenzzunahme von 120/Min. (a) auf 180/Min. (b) nimmt auch die Muskelverzitterung zu, besonders in den Ableitungen $V_3 - V_6$; die Elektroden dieser Ableitungen liegen über einem größeren Muskelbezirk (Pectoralis-Muskulatur) als die Elektroden der parasternalen Ableitungen V_1 und V_2 ; zudem macht sich in den links-praecordialen Ableitungen infolge der forcierten Atmung eine respiratorische Nulllinienschwankung bemerkbar.
- Abb. 2 EKG (Ableitung II) einer Langzeituntersuchung bei Verwendung der Avionics-Elektrode. Bei a sofort nach Anlegen der Elektroden, bei b nach 24 Stunden, bei c nach 120 Stunden; nach 120 Stunden macht sich eine ganz schwache Wechselstrom-einwirkung bemerkbar, wahrscheinlich weil die Elektroden etwas locker geworden sind.
- Abb. 3 EKG (jeweils Ableitungen I - III) einer Langzeituntersuchung bei Verwendung der Melpar-Elektrode, nach 72 Stunden (a) und nach 96 Stunden (b). Nach 96 Stunden (b) kommt es zu einer starken Wechselstromstörung in Ableitungen II und III, da sich die linke Beinelektrode gelöst hatte; die Elektrodenpaste war eingetrocknet; daher ist der Haut-elektrodenübergangswiderstand sehr hoch geworden.
- Abb. 4 EKG (Ableitungen I - III) eines Unterwasserversuchs: der linke Arm mitsamt der Telemedics-Elektrode ist ins Wasser getaucht (a), beide Arme mit den Elektroden liegen unter Wasser (b). Bei der Telemedics-Elektrode konnte als einziger der Klebe-Elektroden ein elektrisch leitendes Teil (der Druckknopf zum Anschließen des Kabels) mit dem Wasser in Berührung kommen. Da das normale Leitungswasser ein (wenn auch nicht übermäßig guter) elektrischer Leiter ist, entsteht bei gleichzeitigem Eintauchen beider Arm-Elektroden ins Wasser (b) ein Kurvenbild, das annähernd dem eines Kurzschlusses zwischen den beiden Armelektroden entspricht: deutliche Verkleinerung der Ausschläge in Ableitung I und angenäherte Ähnlichkeit der Kurvenbilder in Ableitungen II und III. Bei gut leitender Flüssigkeit würde Ableitung I eine Gerade und Ableitung II gleich Ableitung III werden = vollständiger Kurzschluß!) - In a und b

ist deutliches Muskelzittern (unbequeme Lage der Versuchsperson beim Eintauchen der Arme) zu sehen.

Abb. 5 EKG (Ableitung I) bei Einwirkung von Zug an der linken Armelektrode. In a (Melpar-Elektrode) ist keinerlei Einwirkung auf die Kurve festzustellen, während in b (kleine Honeywell-Elektrode) eine starke Änderung der Null-Linie entsteht. Die Elektrode mit der kleinsten Auflagefläche ist also gegenüber Zug am empfindlichsten.

Abb. 6 EKG (Ableitung aVL) bei kurzen Stößen auf die kleine Honeywell-Elektrode. Ein Gewicht von 25 g war aus einer Höhe von 1 cm, (a), 5 cm (b), 10 cm (c) und 15 cm (d) auf die linke Armelektrode gefallen (Pfeil!). Die Höhe der Ausschläge nimmt deutlich mit der Fallhöhe zu. Das plötzliche Absacken der Null-Linie dürfte auf Polarisationserscheinungen (polarisierbare Elektrode!) beruhen; die Null-Linie steigt allmählich wieder zum Ausgangsniveau an.

Abb. 7 Einwirkung eines kurzen Stoßes (Fallhöhe von 15 cm) auf das EKG (Ableitung aVL) bei der mittelgroßen Siemens-Elektrode. Verglichen mit der Stoßwirkung auf die kleine Honeywell-Elektrode (vgl. Abb. 6) ist der Kurvenausschlag um ein Vielfaches geringer.

Abb. 8 Einwirkung eines kurzen Stoßes (Fallhöhe von 15 cm) auf das EKG (Ableitung aVL) bei der großen Melpar-Elektrode; der Störausschlag ist noch kleiner, als bei der mittelgroßen Siemens-Elektrode (vgl. Abb. 7). Die Störausschläge sind umso geringer, je größer die Elektrodenauflagefläche ist.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Professor Dr. Schmidt für die Überlassung des Themas, die vielfältigen Anregungen und Ratschläge bei der Entstehung dieser Arbeit sowie die Übernahme des Referates.

Herrn Professor Dr. Korth danke ich sehr für die Erlaubnis zur Benutzung des EKG-Gerätes in der Medizinischen Poliklinik für die Versuche sowie für die Übernahme des Co-Referates.

Herrn Dr. Kresse und Herrn Hohmann von der Siemens-AG WW Med. Erlangen danke ich für die leihweise Überlassung der verschiedenen Elektroden und Pasten sowie für die Hilfe und Ratschläge bei den elektro-technischen Voruntersuchungen.

Dank sei auch den Patienten des Waldkrankenhauses und den Kollegen gesagt, die sich für die Versuche zur Verfügung gestellt haben.

Lebenslauf

Am 5. Juli 1939 wurde ich, Manfred Gauer, als ältester Sohn des Diplomingenieurs Heinrich Gauer und seiner Ehefrau Else, geb. Reiß, in Berlin-Schmargendorf geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule in Zweibrücken/Pfalz, Gößweinstein/Bayern und Nürnberg und des Humanistischen Gymnasiums in Nürnberg und Erlangen beendete ich am 13. 7. 1960 mit dem Abitur am Gymnasium Fridericianum in Erlangen meine Schulzeit.

Am 8. 11. 1960 begann ich an der Universität Erlangen das Studium der Medizin, legte am 5. 11. 1962 das Vorphysikum und am 23. 10. 1964 das Physikum hier ab. Am 26. 7. 1968 bestand ich an der Universität Erlangen die ärztliche Prüfung.

Seit Oktober 1968 bin ich als Medizinalassistent am Städtischen Krankenhaus Kaiserslautern tätig.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990
